

# ИЗМЕРЕНИЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ КАМЕРЫ СМАРТФОНА

Трофимов П. А.<sup>1</sup>, Пуртов К. С.<sup>1</sup>, Кубланов В. С.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина  
проспект Мира, 19, Екатеринбург, Свердловская обл., 620002, Россия  
e-mail: epicpumpkin1@gmail.com

**Аннотация** — В статье представлены результаты исследования возможности измерения variability сердечного ритма (BCP) при помощи камеры смартфона. Рассмотрены факторы, оказывающие сильное влияние на сигнал при регистрации фотоплетизмограммы с использованием камеры смартфона. Предложен алгоритм измерения сигнала BCP по данным фотоплетизмограммы позволяет существенно уменьшить влияние описанных факторов, искажающих сигнал. Поставлен эксперимент, в ходе которого производилась одновременная регистрация фотоплетизмограммы (ФПГ) с использованием камеры смартфона и специального разработанного программного обеспечения, и электрокардиограммы (ЭКГ) с использованием электроэнцефалографа-анализатора. Проведен сравнительный анализ полученных сигналов BCP ФПГ с данными измерений BCP ЭКГ. По результатам сравнительного анализа приведены количественные оценки качества получаемого сигнала BCP ФПГ. Показано, что предложенный алгоритм обработки BCP ФПГ имеет высокую точность. Результаты исследования будут использованы при создании приложения, способного регистрировать и обрабатывать сигналы BCP ФПГ в режиме реального времени.

## HEART RATE VARIABILITY MEASUREMENT USING A SMARTPHONE CAMERA

Trofimov P.A.<sup>1</sup>, Purtov K.S.<sup>1</sup>, Kublanov V.S.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin  
pr. Mira, 19, Yekaterinburg, Sverdlovsk region, 620002, Russian Federation  
e-mail: epicpumpkin1@gmail.com

**Abstract** — In this article authors conduct a research targeting a possibilities of heart rate variability (HRV) measurement using smartphone camera. Factors strongly influencing the photoplethysmogram signal registered with smartphone camera are described. An algorithm for HRV signal measurement using photoplethysmogram is proposed. In order to perform simultaneous photoplethysmogram and electrocardiogram registration an experiment has been settled. Comparative analysis between HRV signals measured from photoplethysmogram and electrocardiogram is performed. Relying on such analysis quantitative estimates of quality of HRV signal measured from photoplethysmogram have been acquired. Demonstrated that proposed method has high accuracy. Results of this research will be used while developing an application that is capable of processing HRV signals in real time mode.

### I. Введение

Оценка физиологических параметров организма человека — актуальная для науки задача. Заболевания сердечно-сосудистой системы могут стать причиной смерти человека. Variability сердечного ритма (BCP) представляет из себя удобный показатель, по которому можно делать выводы о текущем состоянии сердечно-сосудистой и других систем человека.

Общепринятыми контактными способами измерения BCP являются электрокардиография и фотоплетизмография. Фотоплетизмография позволяет неинвазивно регистрировать изменения кровотока окровных тканей. Возможность измерения BCP при помощи фотоплетизмографии обусловлена регистрацией изменений яркости цвета покровных тканей в условиях интенсивного освещения при сокращениях сердца. По амплитудно-временной характеристике колебаний регистрируемого сигнала можно определять интервалы времени между сердечными сокращениями, т.е. интервалов BCP.

Анализ сигнала BCP, построенного по данным ФПГ, и скорости распространения пульсовой волны позволяет получить больше информации о показателях состояния здоровья человека [1]. Это такие показатели как:

- индекс физического напряжения;
- индекс умственного напряжения;
- индексы, характеризующие состояние здоровья сосудов;
- риск возникновения заболевания на основании оценки стресса и физической формы.

Наиболее доступным способом регистрации сигнала ФПГ является использование смартфонов с установленным специализированным программным обеспечением. На рисунке 1 приведена иллюстрация способа регистрации сигнала фотоплетизмограммы с использованием камеры смартфона. Для регистрации сигнала ФПГ при помощи смартфона человек запускает приложение и подносит палец к камере устройства. Приложение включает светодиод-вспышку и начинает обрабатывать кадры, принимаемые с камеры. Результаты обработки отображаются в графическом интерфейсе пользователя.

В настоящий момент существует множество приложений для смартфонов, такие как Кардиограф (Cardiograph), Пульсометр, которые регистрируют сигнал ФПГ. Их функционал ограничивается определением мгновенной частоты сердечных сокращений (ЧСС) и ее параметров. Оценка ЧСС в таких приложениях определяется при помощи алгоритмов:

- фильтрации сигнала с использованием согласующей фильтрации сигнала с использованием шаблонов [2], [3];
- фильтрация сигнала с применением сглаживающего дифференцирования [4];
- фильтрация сигнала с применением быстрого преобразования Фурье [5].

В статье представлены результаты исследования возможности измерения variability сердечного ритма (BCP) при помощи камеры смартфона. Проведен сравнительный анализ полученных сигналов BCP по

данным ФПГ (ВСР ФПГ) с данными измерений ВСР методом электрокардиографии (ВСР ЭКГ). Предложен алгоритм регистрации сигналов ВСР на основании алгоритма, описанного в статье [6].

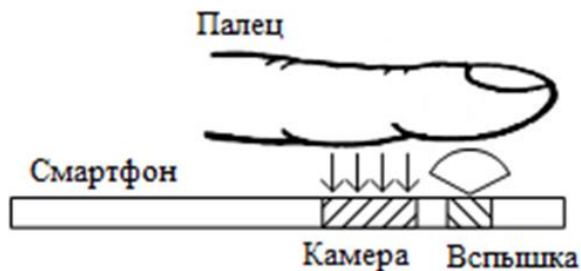


Рис. 1. Регистрация сигнала фотоплетизмограммы с использованием камеры и вспышки смартфона

## II. Алгоритм

Предлагаемый метод регистрации сигнала ВСР основывается на алгоритме измерения ЧСС, предложенном Лауре Д.А. и др. [6], и позволяет с большой точностью регистрировать сигнал ВСР.

Изменение яркости регистрируемого камерой изображения кровенаполнения тканей может варьироваться в зависимости от:

1) изменения положения пальца относительно камеры и светодиода, и изменения силы прижатия пальца к камере: эти параметры напрямую влияют на яркость изображения, что отражается на амплитуде колебаний регистрируемого сигнала ФПГ;

2) артефактов на видеоизображении, которые обуславливаются характеристиками камеры, светодиода и ПО смартфона, регистрирующего сигнал ФПГ.

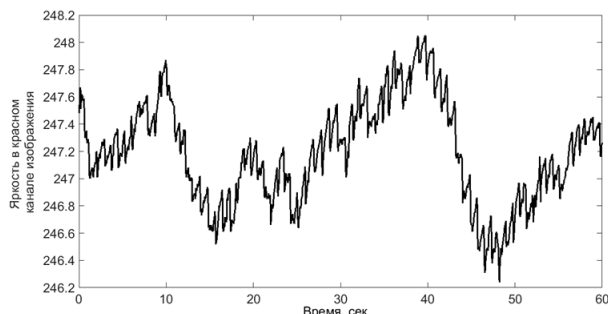


Рис. 2. Сигнал ФПГ, регистрируемый камерой смартфона

Описанные факторы сильно влияют на сигнал ФПГ, что может привести к пропуску пиков или обнаружению неинформативных пиков. Предлагаемый алгоритм реализует подстройку степени яркости регистрируемого сигнала, что позволяет улучшить точность определения моментов сердечных сокращений.

Приведем пошаговое описание предлагаемого алгоритма:

1) Регистрация среднего значения яркости в красном канале изображений. На рисунке 2 изображен пример графического представления сигнала ФПГ регистрируемого камерой смартфона. Каждый отсчет сигнала представляет собой среднее значение яркости изображения в красном канале. Наличие тренда сигнала обусловлено изменяющейся силой прижатия пальца к камере.

2) Дифференцирование сигнала. Дифференцирование сигнала позволяет выделить

моменты изменения кровенаполнения в виде экстремумов (пиков). На рисунке 3 изображен пример производной сигнала ФПГ регистрируемого камерой смартфона.

3) Детектирование пиков. Детектирование пиков осуществляется с помощью функции *peakfinder* [7]. В качестве аргументов функция принимает сигнал и пороговое значение, определяющее границы поиска экстремумов. Функция возвращает положения локальных минимумов, значения которых отличаются от значений соседних точек на величину, большую передаваемого функции параметра.

Параметр определяется автоматически для каждого отрезка сигнала. Автоматическое определение параметра реализовано с использованием метода скользящего среднего [8]. Ширина окна поиска пиков принимается равной 2-3 секундам.

Использование такого способа детектирования пиков позволяет исключать пики с амплитудами, слабо отличающимися от среднего значения сигнала во временном окне.

4) Формирование наборов из самых высоких пиков. Для полученной производной сигнала ФПГ формируются наборы пиков с использованием неперекрывающихся временных окон. Размер окна выбран равным 2 сек.

5) Вычисление дисперсии расстояний между соседними пиками для каждого набора. Дисперсия расстояний характеризует степень разброса величин в каждом наборе относительно его математического ожидания, т.е. среднего значения.

6) Выбор набора пиков с наименьшим значением дисперсии расстояний. В ходе обработки сигнала формируется определенное количество наборов максимальных пиков. Набор пиков с наименьшей дисперсией расстояний между ними содержит наиболее равномерно распределенные во времени пики, что, наиболее вероятно, соответствует пикам, соответствующим сердечным сокращениям человека.

7) Исключение лишних пиков. Из выбранного на предыдущем шаге набора пиков исключаются пики, которые отстоят от соседних на расстояние меньше, чем минимальное допустимое расстояние  $\Delta$ . Расстояние  $\Delta$  определяется на основании максимально допустимого количества сердечных сокращений в минуту. Значение  $\Delta$  было выбрано равным 200 ударам в минуту. Меньшие расстояния соответствуют ЧСС, превышающим 200 ударов в минуту, что недостижимо для обычного человека.

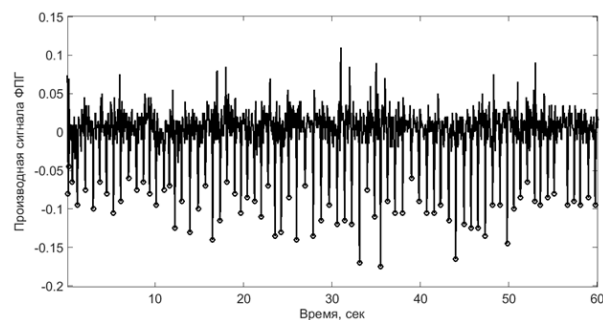


Рис. 3. Производная сигнала ФПГ, регистрируемого камерой смартфона

На рисунке 4 изображен пример производной сигнала ФПГ, регистрируемого камерой смартфона, с обозначением найденных алгоритмом моментов

изменения кровенаполнения вследствие сердечных сокращений. Временные интервалы между соседними пиками являются интервалами ВСР ФПГ.

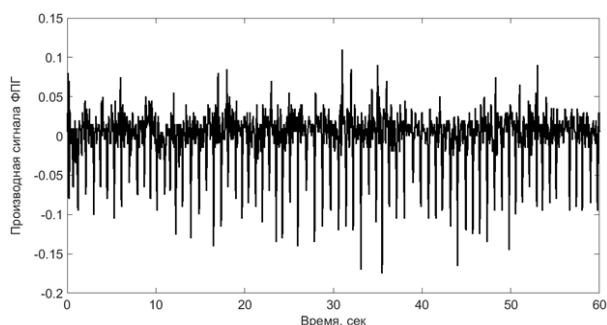


Рис. 4. Производная сигнала ФПГ с обозначением найденных алгоритмом моментов изменения кровенаполнения вследствие сердечных сокращений.

### III. Эксперимент

Для сравнительного анализа работы алгоритмов проведено 4 эксперимента. В экспериментах участвовали 4 испытуемых в возрасте от 22 до 25 лет.

В каждом эксперименте в течение 5 минут производилась одновременная регистрация сигналов фотоплетизмографии и электрокардиографии. На рисунке 5 представлена иллюстрация условий проведения эксперимента.

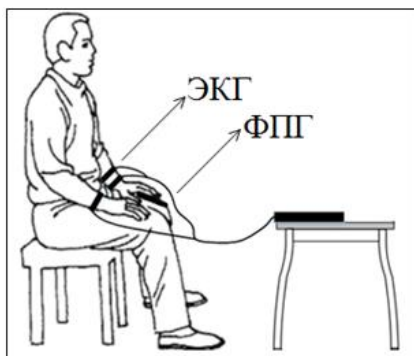


Рис. 5. Иллюстрация условий проведения эксперимента

Регистрация сигналов ФПГ осуществлялась при помощи смартфона HTC One S на базе операционной системы Android 4.1.1 с разработанным ПО, позволяющим в реальном времени регистрировать сигнал ФПГ. ПО для смартфона разработано на языке Java.

Запись сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) осуществлялась с помощью электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» (модель 11), обеспечивающего в режиме реального времени регистрацию ЭКГ по первому отведению. Обработка результатов измерений осуществлялась в среде MATLAB.

### IV. Результаты

На рисунке 6 приведены сигналы ВСР ФПГ и ВСР ЭКГ, полученные при помощи предложенного алгоритма в рамках одного эксперимента.

По данным рисунка 6 видно, что регистрируемые сигналы ВСР ЭКГ и ВСР ФПГ схожи по форме и расположению интервалов монотонности. Сигнал ВСР ФПГ отклоняется от сигнала ВСР ЭКГ вследствие нескольких факторов:

- наличия шумов в исходном сигнале;

- различной частоты дискретизации устройств регистрации;
- изменения времени распространения пульсовой волны.

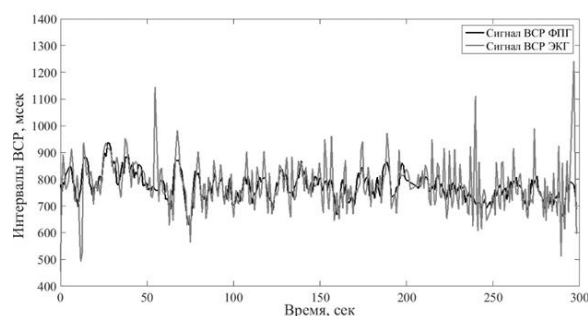


Рис. 6. Сигналы ВСР ФПГ и ВСР ЭКГ

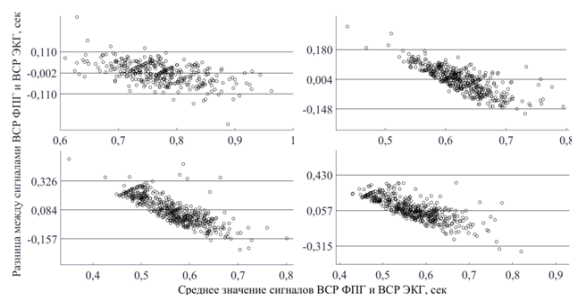


Рис. 7. Результаты оценки согласованности измерений ВСР ЭКГ и ВСР ФПГ, полученной с помощью алгоритма, описанного в статье [6]

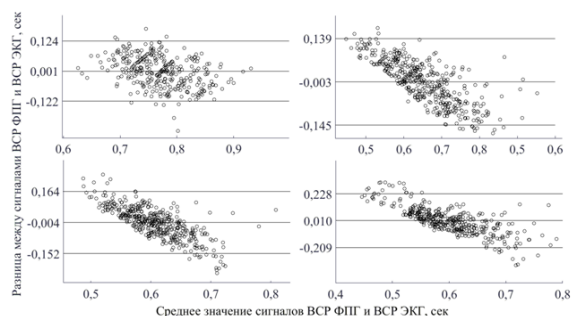


Рис. 8. Результаты оценки согласованности измерений ВСР ЭКГ и ВСР ФПГ, полученной с помощью предложенного алгоритма

Оценка согласованности измерений ВСР ФПГ с ВСР ЭКГ выполнена с помощью метода Блэнда-Альмана [9]. На рисунках 7 и 8 приведены сравнительные оценки сигналов ВСР ФПГ и ВСР ЭКГ, полученных алгоритмом [6] и предложенным алгоритмами, соответственно, для каждого из 4 экспериментов. На оси ординат обозначены:

- величина средней разности между результатами измерений, характеризующая систематическое расхождение (центральная линия);
  - величины стандартных отклонений разности между результатами измерений, характеризующие степень разброса результатов (крайние линии).
- Из данных приведенных на рисунках 7 и 8 следует:
- математическое ожидание средней разницы между сигналами ВСР ФПГ и ВСР ЭКГ при использовании предложенного алгоритма составило менее 0,01 мсек, а для алгоритма [6] — 0,06 мсек: это означает, что усредненные

значения сигналов ВСР ФПГ и ВСР ЭКГ имеют меньшее систематическое расхождение;

- стандартные отклонения, найденные с помощью метода Блэнда-Альтмана, при использовании предложенного алгоритма находятся в диапазоне от 0,228 до -0,209 мсек, при использовании алгоритма [6] — от 0,430 до 0,315 мсек.

Таким образом, представленный алгоритм позволяет получить сигнал ВСР ФПГ, имеющий меньшее систематическое расхождение с данными ВСР ЭКГ.

## V. Заключение

В статье представлен алгоритм оценки variability сердечного ритма по данным фотоплетизмограммы. Проведен сравнительный анализ полученных сигналов ВСР ФПГ с данными измерений сигналов ВСР ЭКГ. Показано, что предложенный алгоритм имеет высокую точность определения сигнала ВСР.

Полученные результаты будут использованы при создании приложения для смартфона, позволяющего вычислять изменения ЧСС и параметров ВСР в режиме реального времени.

## VI. Литература

- [1] Chernenko E., Zubov A., Smolyaninov A., Yurkevich Y. Analysis of Heart Rate Variability and Pulse Wave Velocity among Office Staff for Early Detection of Health Risk Factors, *Zdorov'e – osnova chelovecheskogo potenciala: problem i puti ih reshenija*, 2013, Vol. 8, No. 2, pp. 703-705
- [2] Dantu R. Measuring Vital Signs Using Smart Phones: Ph.D. thesis. University of North Texas, 2010
- [3] Rong-Chao Peng et. al. Investigation of Five Algorithms for Selection of the Optimal Region of Interest in Smartphone Photoplethysmography, *Journal of Sensors*, 2016, Vol. 2016, Article ID 6830152
- [4] K. Banitsas, P. Pelegris, T. Orbach et al. A Simple Algorithm to Monitor HR for Real Time Treatment Applications, *Information Technology and Applications in Biomedicine*, 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, 2009
- [5] Jonathan E., Leahy M., Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography, *Physiol Measurements*, 2010, Vol.31, No. 11, pp. 79-83
- [6] Laure D.A., Lagutina N.S., Paramonov I.V. Development of an Algorithm for Heart Rate Measurement Using a Mobile Phone Camera, *Modelirovanie i analiz informatsionnykh system*, 2014, Vol. 21, No. 4, pp. 91–103
- [7] Yoder N. PeakFinder, <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/25500>, 2011
- [8] King W. I. Absolute or Ordinary Histograms – Smoothing – the Moving Average – the Trend, *Elements of Statistical Method*, 1912
- [9] Altman D. G., Bland J. M. Measurement in Medicine: The Analysis of Method Comparison Studies, *The Statistician*, 1983, Vol. 32, pp. 307-317